

Untersuchungen über die Entstehung
der Druck- und Strompulsformen in den
Armarterien des Menschen

von
Udo Josef Zinecker
aus
Nürnberg

1980 № 376

Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus dem Institut für Physiologie und Kardiologie

der Universität Erlangen-Nürnberg

Direktor: Prof. Dr. M. Kessler

Untersuchungen über die Entstehung der Druck- und Strompulsformen in den Armarterien des Menschen

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde

der Medizinischen Fakultät

der Friedrich-Alexander-Universität

Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

Udo Josef Zinecker

aus

Nürnberg

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät der
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. W. Kersten

Referent: Priv.-Doz.Dr.R.D.Bauer

Korreferent: Prof. Dr. M. Kessler

Tag der mündlichen Prüfung: 7. Juli 1980

Für Gabi

Inhaltsverzeichnis

Seite

I. Einleitung	1
II. Theoretische Grundlagen	2
III. Theoretisches Schlauchmodell des Arterien- systems	7
IV. Methodik	11
V. Ergebnisse	13
VI. Berechnungen am Modell	18
VII. Diskussion	25
VIII. Zusammenfassung	30
Literatur	32
Anhang: FORTRAN - Programm zur Berechnung von Druck - und Strompulsen in einem Schlauchmodell mit zwei Seitenästen	
	A1

Untersuchungen über die Entstehung der Druck- und Stompulsformen in den Armarterien des Menschen

I. Einleitung

Die Aufklärung der Entstehung der arteriellen Pulsformen ist seit langem eines der Hauptanliegen der hämodynamischen Forschung. Derartige Studien gründen sich entweder auf physische Modelle zur experimentellen Analyse oder theoretische Modelle zur Berechnung. Grundlegende Untersuchungen an physischen Schlauchmodellen wurden zu Beginn der sechziger Jahre von Wetterer und Kenner (26) durchgeführt. Die Autoren konnten zeigen, daß wesentliche Charakteristika der zentralen und distalen Druckpulsformen des arteriellen Hauptstammes bereits von einem zweiteiligen Schlauchmodell wiedergegeben werden. In den folgenden Jahren wurden diese Studien ergänzt durch Untersuchungen anderer Autoren an komplizierteren Schlauchmodellen, elektrischen Analogmodellen und theoretischen Modellen. (5, 6, 7, 12, 13, 14, 16, 17, 18, 22, 23, 25, 28, Übersichten: 15, 18, 26). Es wurde auch mit Hilfe von physischen oder theoretischen Modellen versucht, eine prinzipielle Erklärung der Entstehung von Druck- und Stompulsformen in bestimmten Teilgebieten des menschlichen Arteriensystems zu gewinnen (3, 6, 7, 16). So liegen über die Entstehungsbedingungen der Pulsformen in den Armarterien des Menschen Untersuchungen vor (4, 9, 10, 11, 19, 24). Jedoch ist die Entstehung bestimmter charakteristischer Besonderheiten der Druck- und Stompulsformen entlang den Armarterien noch nicht befriedigend geklärt. Dies betrifft auch den charakteristischen "Zwischenschlag" im Druckpuls der mehr distalen Armarterien.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Prinzipien der Entstehung der Druck- und Stompulsformen entlang den Armarterien zu klären. Hierzu wurden zuerst transkutane Druck- und Stompulsregistrierungen an den Armarterien kreislaufgesunder Probanden durchgeführt. Diese Registrierungen erfolgten im unbeeinflussten Zustand, bei Absperrung des Armes distal der Ellenbeuge und bei reaktiver Hyperämie. Dann folgte der Versuch, die natürlichen Pulsformen an einem theoretischen Schlauchmodell unter Berücksichtigung der anatomischen und physikalischen Verhältnisse in möglichst übersichtlicher, auf das Grundsätzliche gerichteter Weise zu simulieren.

II. Theoretische Grundlagen der Ausbreitung, Reflexion und Superposition von Pulswellen.

Eine vollständige mathematische Beschreibung der örtlichen und zeitlichen Verteilung von Druck, Stromstärke, Strömungsgeschwindigkeit und Querschnittsänderung in einem Schlauchsystem, in dem sich Pulswellen fortpflanzen, ist zwar im Prinzip möglich, aber wegen der Kompliziertheit der Gleichungen, die ein solches System beschreiben, äußerst aufwendig. Im Rahmen dieser Arbeit sollen die typischen Größen, die das Arteriensystem in seiner Eigenschaft als Leitungssystem von Schlauchwellen charakterisieren, in vereinfachter Form und nur soweit beschrieben werden, wie es zum unmittelbaren Verständnis dieser Arbeit notwendig ist. Für weiterführende Darstellungen sei auf die Literatur verwiesen (15, 18, 26). Jedes kurze, als homogen angenommene Segment dieser Wellenleitung läßt sich durch die Größe des Wellenwiderstandes charakterisieren, der bei Annahme einer verlustfreien Leitung eine reelle, bei Annahme einer verlustbehafteten Leitung eine komplexe Größe ist. Der Wellenwiderstand (Z) ist für Wellen von jeweils einer einzigen Lauf- richtung als das Verhältnis von Wellendruck ($\vec{p}$; $\overleftarrow{p}$) zu Wellen- stromstärke ($\vec{i}$; $\overleftarrow{i}$) definiert

$$Z = \frac{\vec{p}}{\vec{i}} = \frac{\overleftarrow{p}}{\overleftarrow{i}} \quad (1)$$

Die Pfeile bezeichnen die Laufrichtung der Wellen. Da sich im Verlaufe eines längeren Arteriensegmentes die Größe des Wellenwiderstandes infolge von Änderungen des Querschnitts, der elastischen Eigenschaften der Arterienwand oder auch durch Verzweigungen ändert (inhomogene Leitung), kommt es an den Orten, wo eine Änderung des Wellenwiderstandes stattfindet, zur Wellenreflexion.

Das Verhältnis der Druckamplitude der reflektierten Welle (p_2) zu derjenigen der ankommenden Welle (p_1) ist als Reflexions- faktor definiert:

$$k = p_2/p_1 \quad (2)$$

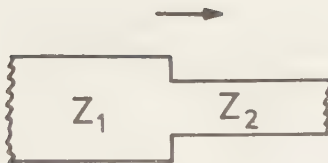


Abb.1: Lokale Reflexionsstelle am Übergang zwischen zwei homogenen Leitungen unterschiedlichen Wellenwiderstandes (Z_1, Z_2). Die Größe des Wellenwiderstandes wird symbolisch als reziproker Wert des Figurendurchmessers dargestellt. Eine in Richtung des Pfeils laufende Welle trifft also am Reflexionsort auf einen höheren Wellenwiderstand.

Der Reflexionsfaktor läßt sich folgendermaßen berechnen:

$$k = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (3)$$

Z_1 ist der Wellenwiderstand der Arterie proximal und Z_2 der Wellenwiderstand distal vom Reflexionsort (s.Abb.1). Ebenso läßt sich der Reflexionsfaktor k am Ende der mit einem Reibungswiderstand R_e abgeschlossenen Wellenleitung berechnen, wenn man in Gl.(3) statt Z_2 den Strömungswiderstand R_e einsetzt. Der Reflexionsfaktor wird, wie aus Gl.(3) ersichtlich, dann gleich Null, wenn Z_2 bzw. $R_e = Z_1$ ist ("angepaßter Zustand"); der Fall $k > 0$ tritt ein, wenn Z_2 bzw. $R_e > Z_1$ ist, und $k < 0$, wenn Z_2 bzw. $R_e < Z_1$. Ist $k > 0$, so spricht man von einer positiven, im Fall $k < 0$ von einer negativen Reflexion.

Der Wellendruck einer distalwärts laufenden (= rechtläufigen) Welle erreicht am Reflexionsort durch Superposition von p_1 und p_2 den Wert p_3 , der gleichbedeutend ist mit dem Wellendruck der weiterlaufenden Welle:

$$p_3 = p_1 + p_2 = p_1 \cdot (1+k) \quad (4)$$

Für eine Welle, die proximalwärts (= rechtläufig) auf eine Reflexionsstelle trifft, gilt Gl.(3) mit Vertauschung von Z_1 und Z_2 , sodaß sich das Vorzeichen des Reflexionsfaktors umkehrt.

Für einen rechläufig auf eine Reflexionsstelle treffenden Strompuls i_1 ist folgendes zu berücksichtigen. Die reflektierte Welle besitzt die Stromstärke i_2 :

$$i_2 = i_1 \cdot k \quad (5)$$

Nach dem Kontinuitätsprinzip muß am Reflexionsort die Stromstärke des ankommenden Strompulses i_1 gleich der Summe aus der Stromstärke i_2 des reflektierten und der Stromstärke i_3 des weiterlaufenden Strompulses sein. Es gilt also

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (6)$$

Aus (5) und (6) erhält man

$$i_3 = i_1 - i_2 = i_1(1-k) \quad (7)$$

Falls i_1 positiv ist, erhält der reflektierte Strompuls i_2 im Falle $k > 0$ ein negatives Vorzeichen, und die Stromstärke i_3 des weiterlaufenden Strompulses beträgt nun das $(1-k)$ fache der Stromstärke i_1 des ankommenden Strompulses. Umgekehrt muß bei einer negativen Reflexion eines rechläufigen positiven Strompulses eine positive Stromstärke des reflektierten Strompulses und eine Überhöhung des weiterlaufenden Strompulses auf das $(1+k)$ fache auftreten. Dieser Fall kommt im Arteriensystem jedoch sehr selten vor. Meistens findet negative Reflexion nur für rückläufige Wellen statt: Wenn hierbei der ankommende Strompuls negatives Vorzeichen hat, so haben der reflektierte Strompuls negatives und der weiterlaufende Strompuls ebenfalls negatives Vorzeichen. Allgemein werden Strompulse immer mit dem entgegengesetzten Vorzeichen reflektiert wie Druckpulse.

Bei Abzweigung eines Seitenastes, d.h. bei Aufzweigung einer Wellenleitung in zwei parallelgeschaltete Wellenleitungen, sind für Druckpulse drei Fälle der Reflexion zu unterscheiden (Abb.2). Die Indices 1, 3 und 4 beziehen sich in Gl.(8) bis (16) ausschließlich auf Abb.2.

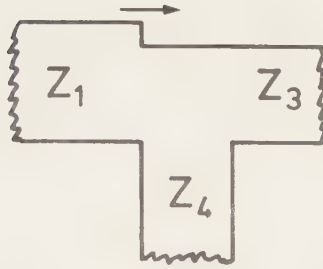


Abb.2: Z_1 = Wellenwiderstand des Hauptstammes proximal der Abzweigung
 Z_3 = Wellenwiderstand des weiterführenden Hauptstammes
 Z_4 = Wellenwiderstand des Seitenastes.
Der Pfeil bezeichnet die Fortpflanzungsrichtung der rechteckläufigen Welle im Hauptstamm.

1. Für rechteckläufige Wellen, die auf die Abzweigung treffen, ergibt sich als lokaler Reflexionsfaktor $k_{1/3,4}$

$$k_{1/3,4} = \frac{1 - Z_1/Z_3 - Z_1/Z_4}{1 + Z_1/Z_3 + Z_1/Z_4} \quad (8)$$

2. Für rückläufige Wellen, die im weiterführenden Hauptstamm proximalwärts auf die Abzweigung treffen, ergibt sich als lokaler Reflexionsfaktor $k_{3/1,4}$

$$k_{3/1,4} = \frac{1 - Z_3/Z_1 - Z_3/Z_4}{1 + Z_3/Z_1 + Z_3/Z_4} \quad (9)$$

3. Der lokale Reflexionsfaktor für aus dem Seitenast zentralwärts auf die Abzweigung treffende Wellen ergibt sich zu

$$k_{4/3,1} = \frac{1 - Z_4/Z_1 - Z_4/Z_3}{1 + Z_4/Z_1 + Z_4/Z_3} \quad (10)$$

Die obigen Bemerkungen über das Kontinuitätsprinzip und die Umkehrung des Vorzeichens bei der Berechnung von Stromstärken an einer lokalen Reflexionsstelle gelten sinngemäß auch hier.

Somit lassen sich auch für die Aufteilung der Stromstärke an einer Abzweigung drei Fälle unterscheiden:

1. Trifft ein rechtläufiger Strompuls mit der Stromstärke i_1 auf die Abzweigung, verteilt sich die Stromstärke auf einen reflektierten Strompuls ($-i_1 \cdot k_{1/3,4}$) und einen weiterlaufenden Strompuls ($i_{3,4} = i_1 \cdot (1 - k_{1/3,4})$).

In den weiterführenden Hauptstamm fließt

$$i_3 = i_{3,4} \cdot Z_4 / (Z_4 + Z_3) \quad (11)$$

In den Seitenast fließt

$$i_4 = i_{3,4} \cdot Z_3 / (Z_4 + Z_3) \quad (12)$$

2. Trifft ein rückläufiger Strompuls aus dem weiterführenden Hauptstamm auf die Abzweigung, verteilt sich dessen Stromstärke i_3' auf einen reflektierten Strompuls ($-i_3' \cdot k_{3/1,4}$) und einen weiterlaufenden Strompuls ($i_{1,4}' = i_3' \cdot (1 - k_{3/1,4})$).

In den Hauptstamm fließt

$$i_1' = i_{1,4}' \cdot Z_4 / (Z_1 + Z_4) \quad (13)$$

In den Seitenast fließt

$$i_4' = i_{1,4}' \cdot Z_1 / (Z_1 + Z_4) \quad (14)$$

3. Trifft ein rückläufiger Strompuls aus dem Seitenast auf die Abzweigung, verteilt sich dessen Stromstärke i_4' auf einen reflektierten Strompuls ($-i_4' \cdot k_{4/1,3}$) und einen weiterlaufenden Strompuls ($i_{1,3}'' = i_4' \cdot (1 - k_{4/1,3})$).

In den Hauptstamm fließt

$$i_1'' = i_{1,3}'' \cdot Z_3 / (Z_1 + Z_3) \quad (15)$$

In den weiterführenden Hauptstamm fließt

$$i_3'' = i_{1,3}'' \cdot Z_1 / (Z_1 + Z_3) \quad (16)$$

In jedem Fall muß die Summe der beiden Multiplikationsfaktoren der Stromstärke der beiden weiterlaufenden Strompulse gleich 1.0 sein.

III. Theoretisches Schlauchmodell des Arteriensystems.

Zur Nachahmung von Druck- und Strompulsformen im Arteriensystem wird ein theoretisches Schlauchmodell benutzt, da nur auf diese Weise die Vielzahl der nötigen Berechnungen bei Variation von Schlauchlängen, Abzweiguungsverhältnissen sowie Zwischen- und Endreflexionen mit einem akzeptablen Aufwand möglich ist. Bei dem Modell handelt es sich um eine Weiterentwicklung des von Bauer und Mitarb. (3) benutzten dreiteiligen, unverzweigten Modells zur Berechnung von Druck- und Strompulsen. Der Wellenwiderstand und sämtliche Reflexionsfaktoren werden als reell angenommen. Diesem theoretischen Schlauchmodell liegen folgende Überlegungen zugrunde: Da die Pulswellengeschwindigkeit distalwärts ansteigt, bietet es sich an, anstelle des nichtlinearen Weg-Zeit-Diagramms ein Laufzeit-Zeit-Diagramm zu verwenden, in dem man linear rechnen kann. Dieses Vorgehen, das letzten Endes auf einer schon 1952 von Remington (21) veröffentlichten Idee beruht, wurde auch von Bauer et al. (3) angewandt. In Abb.3 ist als Beispiel das Laufzeit-Zeit-Schema eines bestimmten Punktes, z.B. des Fußpunktes am Pulsbeginn, in einem zweiteiligen Schlauchmodell angegeben.

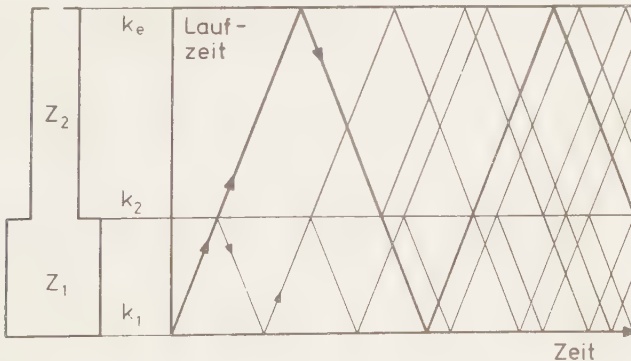


Abb.3: Links: Schema des zweiteiligen Schlauchmodells, wobei k_1 = Reflexionsfaktor für rückläufige Wellen am Systemanfang, k_2 = Zwischenreflexionsfaktor und k_e = Endreflexionsfaktor.

Rechts: Laufzeit-Zeit-Schema für das zweiteilige Schlauchmodell. Die Pfeile geben den Lauf eines charakteristischen Punktes des Pulses, z.B. des Pulsbeginns, an. Der Hin- und Rücklauf durch das ganze Modell ist durch dickere Linien hervorgehoben.

Das Prinzip des Laufzeit-Zeit-Schemas liegt auch dem Rechnerprogramm zugrunde, das das Modell beinhaltet. Nähere Einzelheiten siehe (2) und FORTRAN-Programm im Anhang.

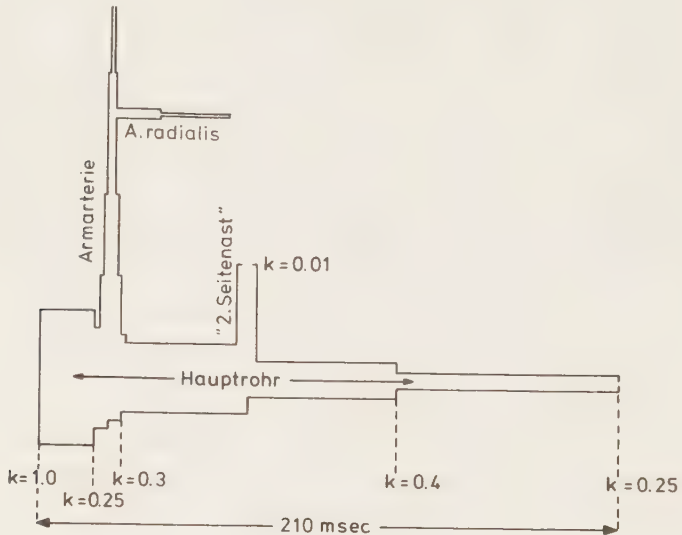


Abb.4: Schema des theoretischen Schlauchmodells des Arterien-systems. Der Figurendurchmesser ist entlang dem Hauptrohr den Wellenwiderständen umgekehrt proportional. Diese Bedingung konnte jedoch für die Seitenäste aus zeichnerischen Gründen nicht quantitativ eingehalten werden.

Abb.4 zeigt das erweiterte Modellsystem, das aus einem vierteiligen Hauptrohr mit Seitenästen besteht. Der 1.Seitenast dient dabei der Simulation herznaher Seitenastarterien (7), hier der Armarterie. Der zweite, distalere Seitenast des Hauptrohrs stellt eine Zusammenfassung der abdominalen Äste dar; ein weiterer Ast zweigt aus der Armarterie ab und repräsentiert die A.radialis. Die zahlreichen Reflexionen im arteriellen Hauptrohr sind in diesem Modell durch drei Zwischenreflexionen zusammengefaßt. Am Eingang des Systems besteht für rückläufige Wellen eine positive Totalreflexion ($k_1 = 1.0$), die während der Systole (Austreibungszeit) durch den sich kontrahierenden linken Ventrikel und während der Diastole durch die geschlossene Aortenklappe

hervorgerufen wird. Die an der Abzweigung des 1.Seitenastes auftretenden Reflexionen für recht- und rückläufige Wellen im Hauptrohr sind aufgrund der Wellenwiderstandsverhältnisse von Hauptrohr zu Seitenast vernachlässigbar klein. Der Reflexionsfaktor für rückläufige Wellen aus dem 1.Seitenast in den Hauptstamm beträgt dagegen -0.916 , was nahezu gleichbedeutend einer totalen negativen Reflexion ist.

Das Wellenwiderstandsverhältnis am 2. Seitenast ist so gewählt, daß der Reflexionsfaktor für rechtläufige Wellen im Hauptrohr vernachlässigbar klein ist, für rückläufige Wellen jedoch -0.33 beträgt. Diese negative Reflexion rückläufiger Wellen trägt wesentlich zur Form der distalen Druck- und Strompulse bei (6). Der Reflexionsfaktor für rückläufige Wellen aus dem 2. Seitenast in den Hauptstamm beträgt -0.69 . Da jedoch der Reflexionsfaktor am Ende des 2.Seitenastes als sehr klein angenommen ist, tritt aus dem 2.Seitenast praktisch keine Welle in das Hauptrohr zurück. Die Wellenwiderstandsverhältnisse an der Abzweigung der A.radialis aus dem 1.Seitenast (Armarterie) und ihre Auswirkungen auf die Druck- und Strompulsformen werden noch im Abschnitt VI zu diskutieren sein.

In den Eingang des Modellsystems (entsprechend der Aortenwurzel) wird nun ein Primärpuls eingegeben, dessen Form schematisch der Form des vom linken Ventrikel ausgeworfenen Strompulses entspricht. Da diesem Primärpuls definitionsgemäß keine rückläufigen Wellen überlagert sind und der Wellenwiderstand als reell angenommen wird, ist die Primärpulsform für Druck und Stromstärke gleich (Abb.5).



Abb.5: Primärpuls des theoretischen Modells. Ordinate: relative Einheiten von Druck und Stromstärke. Jeder Puls beginnt bei Null und reicht bis $+100$ und -12 relativen Einheiten.

Man verfolgt jetzt die zeitliche Wanderung sowohl des Primärpulses als auch der von den Zwischen- und Endreflexionsstellen ausgehenden Pulswellen. Einen Eindruck von der Vielzahl der sich überlagernden Einzelwellen gewinnt man schon an Hand des einfachen zweiteiligen Modells von Abb.3. Zur Puls konstruktion an einer beliebigen Laufzeitstelle muß eine vorzeichen-, amplituden- und zeitgerechte Summierung aller an dieser Stelle vorbeilaufenden Wellen vorgenommen werden. Die Summierung wird dann abgebrochen, wenn die Amplituden der neu hinzukommenden Wellen vernachlässigbar klein geworden sind.

Um den im Arteriensystem vorhandenen stationären ("eingeschwungenen") pulsatorischen Zustand nachzuahmen, gibt man den letztlich berechneten Druck- bzw. Strompuls in vorbestimmten Zeitabständen in den Rechner ein und führt eine fortlaufende Addition durch, bis Anfang und Ende des resultierenden Pulses auf gleichem Niveau liegen. Abb.6 zeigt diesen Vorgang schematisch.

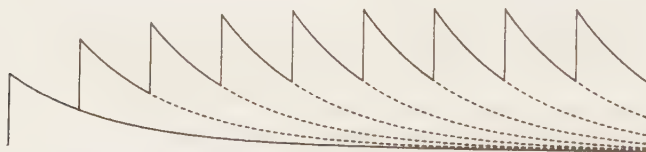


Abb.6: Prinzip der Entstehung eines stationären pulsatorischen Zustandes durch Superposition wiederholt in den Rechner eingegebener, gleichartiger Einzelpulse. Die durchgezogene Kurve entspricht dem ersten berechneten Puls.

Eine Verschiedenheit gegenüber dem verlustfreien Modell von Bauer et al. (3) besteht darin, daß in den die Arterien repräsentierenden Seitenästen eine exponentielle Abnahme der Amplitude mit zunehmender Laufzeit für recht- und rückläufige Wellen, also die Simulation eines verteilten seitlichen Abstroms, eingeführt wurde. Dazu wurden alle Wellenamplituden bei ihrer Wanderung von einem Berechnungspunkt zum nächsten mit einem Faktor multipliziert, der etwas kleiner als 1,0 war (s.u.).

IV. Methodik

Alle dieser Arbeit zugrundeliegenden Registrierungen wurden an kreislaufgesunden Versuchspersonen im Alter von 22 - 37 Jahren in Körperruhe und Horizontallage durchgeführt. Der linke Arm wurde leicht abduziert und durch Unterlagen am Oberarm und im Bereich der Ellenbeuge bequem gelagert. Die Hand wurde mit Hilfe eines Gipsabgusses fixiert. Diese Lagerung erlaubt Pulsregistrierungen an der A.subclavia in der Fossa supraclavicularis, entlang der A.axillaris und A.brachialis bis etwa 5 cm unterhalb des Ellbogengelenks sowie an der A.radialis und A.ulnaris am Handgelenk. Die Meßköpfe waren in Spezialhalterungen über den Arterien fixiert.

Die Druckpulse wurden transkutan mit gegeninduktiven Druckwandlern registriert (6). Für die transkutane Registrierung von Strompulsen wurden zwei stromrichtungsempfindliche Ultraschall-Doppler-Geräte benutzt, eines mit der Frequenz 9,6 MHz (Parks Electronics, Modell 806), das andere mit einer Frequenz von 4 MHz (Delalande Electronique D.U.D.). Da die in beiden Modellen zur Siebung des Ausgangssignals serienmäßig eingebauten RC-Glieder mit einer oberen Grenzfrequenz von 5 Hz für hämodynamische Messungen ungeeignet sind, wurden an deren Stelle aktive Tiefpaßfilter mit einer oberen Grenzfrequenz von 80 Hz benutzt. Die Druckpulse wurden gleichzeitig an der A.subclavia in der Fossa supraclavicularis, an der A.brachialis in der Ellenbeuge und an der A.radialis und A.ulnaris am Handgelenk registriert. Dann wurden die Strompulse an den gleichen Stellen nacheinander registriert, da nur zwei Ultraschall-Doppler-Geräte zur Verfügung standen.

Gleichzeitig mit den Pulsregistrierungen wurde die Ableitung II des EKG sowie ein von der R-Zacke ausgelöster kurzer Rechteckimpuls als Triggersignal aufgezeichnet. Alle Kurven wurden als Analogsignale auf Magnetband (Bell & Howell VR 3200) gespeichert. Die weitere Verarbeitung der Meßdaten geschah mit Hilfe eines Digitalrechners (HP 2100 A). Die mit den Ultraschall-Doppler-Geräten registrierten Strompulse, die wegen der hohen oberen Grenzfrequenz des Tiefpaßfilters unregelmäßige aufgesetzte Zacken und Schwingungen aufwiesen, wurden einer Mittelung (Averaging) aus jeweils sieben bis vierzig Einzelpulsen unterzogen (1). Im Gegensatz hierzu konnten die Druckpulse immer als Einzelpulse ausgewertet werden.

Die graphische Darstellung aller zur Abbildung gelangenden Kurven erfolgte mit Hilfe eines Plotters (HP 7210 A).

Nach erfolgter Registrierung von Druck- und Strompulsen am unbeeinflussten Probanden wurde eine vorher 2-4 cm distal der Brachialisregistrierstelle locker angelegte Blutdruckmanschette auf 200 mm Hg aufgepumpt und ihr Innendruck konstantgehalten. Hierdurch wurde eine Absperrung erzeugt und ein Ort positiver Totalreflexion geschaffen. Diese Sperre wurde für fünf Minuten belassen. Während dieser Zeit wurden die Druck- und Strompulse der A.subclavia und A.brachialis registriert. Nach Aufhebung der Absperrung tritt eine kurzdauernde Phase reaktiver Hyperämie im Gefäßgebiet des Unterarms auf. Während dieser Phase wurden die ersten zehn Pulse nach dem Öffnen der Absperrung registriert und ausgewertet.

V. Ergebnisse

Pulse im unbeeinflussten Zustand

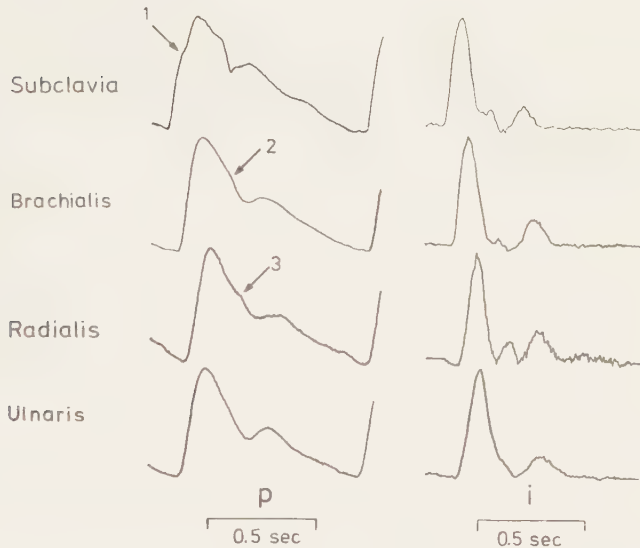


Abb.7: Pulse einer gesunden Versuchsperson (R.D.B., 37 Jahre) im unbeeinflussten Zustand. Links: Druckpulse (p, Sphygmogramme); rechts: Strompulse (i, Ultraschall-Doppler-Pulse), aus jeweils 40 Einzelpulsen gemittelt. p und i in relativen Einheiten.

V.1. Natürliche Pulse im unbeeinflussten Zustand.

Abb.7 zeigt die natürlichen Druck- und Strompulse der Aa.subclavia, brachialis, radialis und ulnaris einer Versuchsperson, bei der die charakteristischen Formmerkmale der Armarterienpulse besonders deutlich waren. Der Abstand zwischen den Registrierorten der A.subclavia und A.brachialis betrug 44 cm, derjenige zwischen den Registrierorten der A.brachialis und A.radialis bzw. A.ulnaris betrug 28 cm. Die Laufzeiten zwischen diesen Registrierorten waren 73 msec bzw. 34 msec. Die Wiedergabemaßstäbe wurden so gewählt, daß die systolischen Abschnitte aller registrierten Pulse innerhalb einer Abbildung jeweils gleiche Amplituden aufweisen.

Im systolischen Druckanstieg des Subclaviapulses erkennt man die "anakrote Schulter" (Pfeil 1). Nach dem systolischen Druckgipfel erfolgt ein steiler Abfall in eine die Inzisur enthaltende Senke. Hieran schließen sich ein frühdiastolischer Gipfel und ein weitgehend gleichmäßiger, langsamer Abfall an. Der Strompuls zeigt ebenfalls einen für die A.subclavia typischen Verlauf, nämlich eine steile und kurze systolische Hauptwelle, deren Gipfel zeitlich vor dem Gipfel des Druckes liegt, und auf die in der zweiten Hälfte der Systole ein Abfall zu einer tiefliegenden Stufe folgt. Es schließen sich eine tiefe Senke mit der Inzisur und eine frühdiastolische Erhebung an.

Der Druckverlauf in der A.brachialis weist bereits erhebliche Unterschiede gegenüber dem in der A.subclavia auf. Die anakrote Schulter ist nicht mehr sichtbar, und der systolische Gipfel ist stärker gerundet. Im spätsystolischen Abfall zeigt sich ein schwach angedeuteter Zwischenschlag (Pfeil 2). Die Inzisur ist nicht mehr vorhanden. Der frühdiastolische Gipfel ist ebenfalls stärker gerundet.

Der Strompuls hat auch in der A.brachialis sein Maximum zeitlich vor dem des Druckpulses. Der spätsystolische Abfall erfolgt auf eine relativ tiefere Stufe als im Strompuls der Subclavia. Eine frühdiastolische Welle ist ebenfalls vorhanden.

Der systolische Hauptteil des Druckpulses der A.radialis ist etwas schmaler als derjenige des Brachialispulses. Der darauf folgende Abfall enthält den für die Armarterie charakteristischen Zwischenschlag (Pfeil 3).

Der Strompuls der A.radialis zeigt einen systolischen Hauptteil ähnlich demjenigen der A.subclavia und A.brachialis. Der spätsystolische Abfall erfolgt auf das Ausgangsniveau und ist von einer kleinen Welle gefolgt, die ebenfalls wieder auf das Ausgangsniveau abfällt; es schließt sich die frühdiastolische Welle an.

Der Druckpuls der A.ulnaris ist dem der A.brachialis ähnlich. Der systolische Gipfel ist runder als im Radialisdruckpuls und ein Zwischenschlag nur schwach angedeutet. Der Strompuls zeigt einen deutlich verbreiterten spätsystolischen Abfall, der von der frühdiastolischen Welle gefolgt ist.

Für die A.radialis ist darauf hinzuweisen, daß der kleine spätsystolische Gipfel im Strompuls zeitlich mit dem Zwischenschlag im Druckpuls korrespondiert (s. Abb. 8).

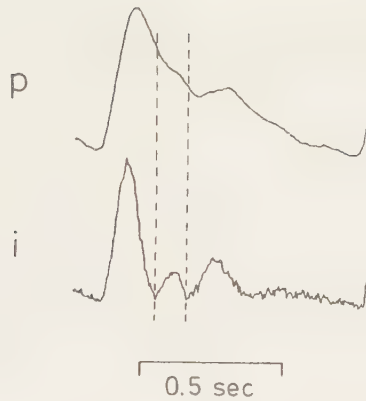


Abb. 8: Druckpuls (oben) und Strompuls (unten) der A. radialis, entnommen aus Abb. 7.

Absperrung Brachialis (Ellenbeuge)

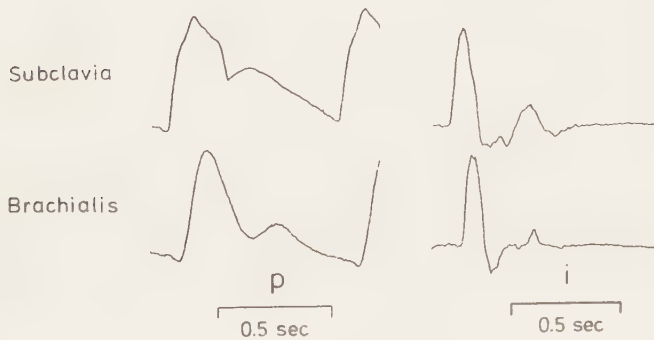


Abb. 9: Druckpulse (p) und Strompulse (i) der Versuchsperson von Abb. 7 im Zustand der Absperrung distal der Brachialis-registrierstelle. Strompulse aus 40 Einzelpulsen gemittelt.

V.2. Natürliche Pulse während Absperrung

Abb.9 zeigt die Registrierungen, die während Absperrung mittels einer Staumanschette unmittelbar distal der Ellenbeuge gewonnen wurden.

Während der Druckpuls der A.subclavia im Vergleich zum unbeeinflussten Zustand nur wenig verändert ist, macht sich die Wirkung der Absperrung an der Form des Strompulses deutlicher bemerkbar: Der Abfall nach dem systolischen Gipfel unterschreitet das Ausgangsniveau, es kommt zur Ausbildung eines spätsystolischen Plateaus, und der frühdiaastolische Gipfel ist höher als im unbeeinflussten Zustand. Im Druckverlauf der A.brachialis erkennt man, daß der Abfall nach dem systolischen Gipfel rascher und auf ein niedrigeres Niveau erfolgt und daß der Zwischenschlag nicht mehr sichtbar ist. Die diastolische Welle ist stärker ausgeprägt. Im Strompuls tritt gegenüber dem unbeeinflussten Zustand eine deutliche Verschmälerung der systolischen Hauptwelle ein, der Abfall geht, wie in der A.subclavia, erheblich unter das Ausgangsniveau herab. Es folgt ein rascher Anstieg bis in Ausgangshöhe, die diastolische Welle ist auf eine kleine, annähernd dreieckförmige Erhebung reduziert. Es versteht sich, daß in den Aa. radialis und ulnaris während der Absperrung keine Pulse auftreten.

V.3. Natürliche Pulse während reaktiver Hyperämie

Abb.10 zeigt Registrierungen bei reaktiver Hyperämie nach Öffnung der 5 Minuten dauernden Absperrung.

Es bestehen wiederum nur geringe Unterschiede der Subclavia-Druckkurve gegenüber dem unbeeinflussten Zustand. Die frühdiaastolische Erhebung ist abgeflacht. Sehr eindrucksvoll sind jedoch die Veränderungen im Strompuls. Dem raschen Abfall nach dem systolischen Gipfel folgt eine spätsystolische Welle, die fast ein Drittel der Amplitude des Hauptgipfels erreicht und dann zur Inzisur unter das Ausgangsniveau abfällt. Der diastolische Gipfel ist etwas erhöht.

Hyperämie nach Brachialissperre

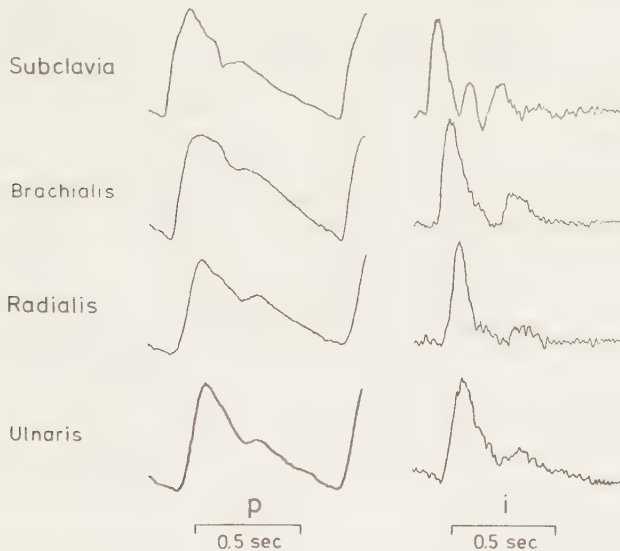


Abb. 10: Druck- und Strompuls bei reaktiver Hyperämie. Proband wie in Abb. 7. Strompuls aus je 10 Einzelpulsen gemittelt, daher stärkere unregelmäßige Schwankungen als in Abb. 7 und Abb. 9.

Der Brachialisdruckpuls weist eine abgerundete Form mit verbreitertem systolischem Gipfel, langsamerem Druckabfall und schwächer ausgeprägter diastolischer Erhebung auf. Der Strompuls zeigt eine verbreiterte systolische Welle mit langsamem Abfall auf das Ausgangsniveau und einer angedeuteten spätsystolischen Stufe.

Die Druckverläufe in Aa. radialis und ulnaris zeigen abgerundete systolische und diastolische Gipfel und eine schwächere Ausprägung des Zwischenschlags und der diastolischen Welle. Die systolischen Strompuls-gipfel weisen einen langsameren Abfall auf ein Niveau auf, das sich deutlich über dem Ausgangsniveau befindet. Das end-systolische Minimum des Ulnarisstrompulses liegt höher als das des Radialisstrompulses. Der kleine spätsystolische Gipfel, der im Radialisstrompuls des unbeeinflussten Zustands vorhanden ist, ist weitgehend vermindert. Die diastolische Welle ist bei beiden Hyperämie-Strompulsen nur schwach ausgeprägt.

VI. Berechnungen am Modell

Für den Seitenast, der die Armarterie repräsentiert, wurden am theoretischen Schlauchmodell folgende Bedingungen angenommen: Die Wellenwiderstandsverhältnisse am Abgang des Seitenastes aus dem Modellaortenbogen betrug 1 : 1.3 : 13 (Hauptrohr: weiterführendes Hauptrohr: erster Abschnitt der Armarterie (7)). Nach Gl.(10) ergibt sich der lokale Reflexionsfaktor $k_{4/1,3}$ zu -0.92. Dies bedeutet, daß die in der Armarterie rückläufigen Pulswellen an der Abzweigung praktisch total negativ reflektiert werden und daß die Aorta dem von ihr gespeisten System den Druck, nicht jedoch die Stromstärke aufzwingt.

Die Laufzeiten im Modell wurden gemäß den an der Versuchsperson gemessenen oder, soweit nicht direkt bestimmbar, geschätzten Werten gewählt. Die Gesamtlaufzeit in der Armarterie des Modells betrug 130 msec. Der Ort der Konstruktion von Subclaviapulsen lag bei 10 msec, der Konstruktionsort der Brachialispulse bei 85 msec und die Konstruktionsorte der Radialis- und Ulnarispulse bei 120 msec. Diese Laufzeiten sind vom Ursprung der Armarterie aus der Aorta an gerechnet.

Die Armarterie wurde als inhomogene Wellenleitung mit folgenden Reflexionsbedingungen angenommen (s.Abb.11). Der Ort der Aufzweigung lag bei einer Laufzeit von 90 msec. Vor der Aufzweigung der Armarterie lagen zwei Reflexionsorte: der erste mit einem Reflexionsfaktor $k_1 = 0.35$ bei 25 msec und der zweite mit einem Reflexionsfaktor $k_2 = 0.65$ bei 60 msec. Der weiterführende Teil der Armarterie (A.ulnaris) und ihr Seitenast (A.radialis) waren bezüglich der Lage der Reflexionsorte symmetrisch, d.h. die Laufzeiten vom Ursprung der Armarterie aus der Aorta bis zu den Reflexionsorten im weiterführenden Teil der Armarterie bzw. im Seitenast stimmten überein.

Im weiterführenden Teil der Armarterie (A.ulnaris) lag ein Zwischenreflexionsort mit $k_3 = 0.3$ bei 105 msec und der Ort der Endreflexion mit $k_4 = 0.4$ bei 130 msec Laufzeit.

Im Seitenast (A.radialis) lag die Zwischenreflexionsstelle ebenfalls bei 105 msec; es wurde jedoch mit $k_5 = 0.45$ ein größerer Reflexionsfaktor als in der A.ulnaris angenommen. Die Endreflexion bei 130 msec besaß mit $k_6 = 0.6$ ebenfalls einen höheren Wert als diejenige im weiterführenden Teil der Armarterie. Das Wellenwiderstandsverhältnis an der Abzweigung des Seitenastes aus der

Armarterie wurde zu 1:1.2:1.8 gewählt (22,25). Damit ergab sich aus Gl.(8) $k_{1/3,4} = 0.16$, aus Gl.(9) $k_{3/1,4} = -0.30$ und aus Gl.(10) $k_{4/1,3} = -0.53$. Der Faktor zur Simulation des verteilten seitlichen Abstroms wurde zu 0.973 angenommen.

Abb.11 zeigt den Aufbau des Modells der Armarterie.

Modell der Armarterie

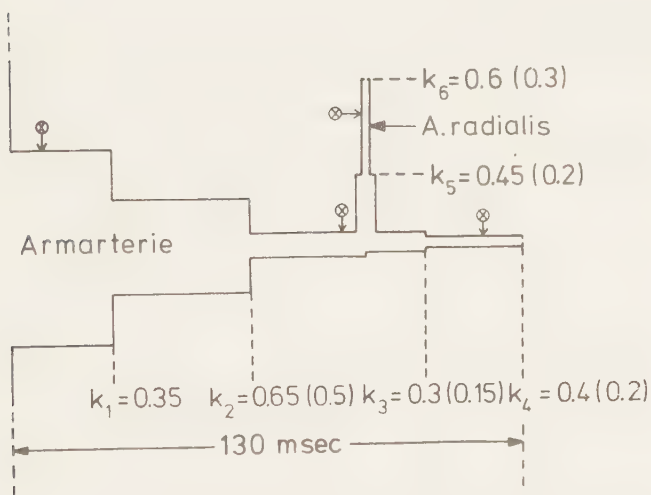


Abb.11: Schema der Armarterie des theoretischen Modells. Der Durchmesser der Figur ist dem Wellenwiderstand umgekehrt proportional. Die Längskoordinate entspricht der Pulswellenlaufzeit. Die mit $\otimes$ bezeichneten Stellen entsprechen den Konstruktionsorten für die Modellpulse. Die Werte der Reflexionsfaktoren (k_1 bis k_6) sind an den Reflexionsorten angegeben. Die Werte in Klammern gelten für reaktive Hyperämie.

Modellpulse: unbeeinflusster Zustand

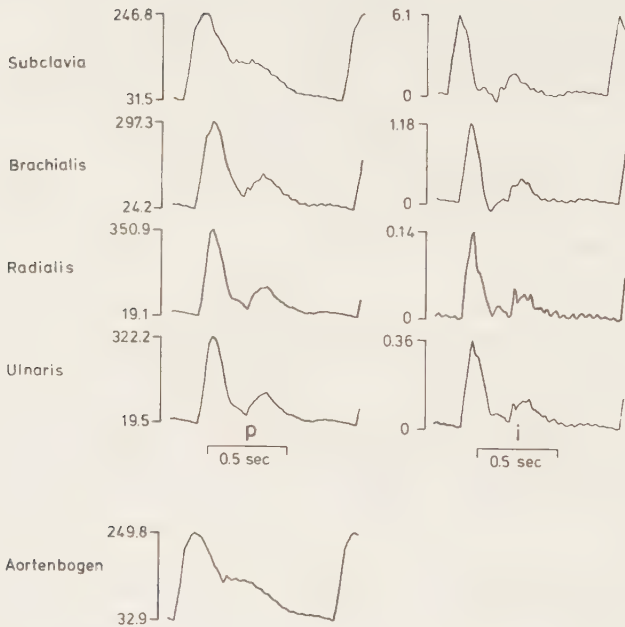


Abb. 12: Modellpulse: Unbeeinflusster Zustand. Als generierender Puls für die Armarterie ist unten links der Druckpuls des Modellaortenbogens angegeben.

VI.1. Modellpulse im unbeeinflussten Zustand

Abb. 12 zeigt die an den angegebenen Stellen im Modell berechneten Pulse.

Der Modellpuls der A.subclavia ist dem registrierten Puls ähnlich. Die anakrote Schulter ist etwas schwächer ausgebildet, die frühdiastolische Erhebung tritt deutlich hervor. Es sei besonders auf den berechneten Strompuls hingewiesen, der spätsystolisch den gleichen Abfall auf eine tiefliegende Stufe sowie die gleiche Ausprägung der Inzisur und der diastolischen Erhebung zeigt wie der registrierte Strompuls.

Der berechnete Druckpuls der A.brachialis unterscheidet sich im wesentlichen nur durch ein tiefer liegendes Druckniveau in der späten Systole und in der Diastole vom registrierten Druckpuls. Der konstruierte Strompuls zeigt weitgehende Übereinstimmung mit dem natürlichen Strompuls. Nur wird spätsystolisch vorübergehend ein etwas niedrigerer Wert erreicht als im natürlichen Strompuls.

Am Modelldruckpuls der A.radialis ist besonders auf die gute Wiedergabe des Zwischenschlages hinzuweisen. Das Druckniveau in der späten Systole und am Anfang der Diastole ist allerdings niedriger als im natürlichen Druckpuls. Der berechnete Strompuls zeigt alle Formmerkmale des natürlichen Strompulses.

Der berechnete Druckpuls der A.ulnaris zeigt ebenso wie der natürliche Druckpuls einen abgerundeten systolischen Druckgipfel und einen nur angedeuteten Zwischenschlag. Das spätsystolische und fröhdiastolische Druckniveau ist auch hier niedriger. Der konstruierte Ulnarisstrompuls zeigt weitgehende Übereinstimmung mit dem natürlichen Strompuls.

In Übereinstimmung mit den registrierten Pulsen liegen bei den Modellpulsen die Maxima der Strompulse zeitlich vor den Maxima der zugehörigen Druckpulse. Die berechneten Strömungen liegen am Anfang der Systole und am Ende der Diastole knapp über dem Nullniveau. Dies bedeutet, daß sich immer eine geringe Grundströmung ergibt.

Auch anhand der Modellpulse der A.radialis läßt sich zeigen, daß der kleine spätsystolische Gipfel im Strompuls zeitlich mit dem Zwischenschlag im Druckpuls korrespondiert (Abb.13).

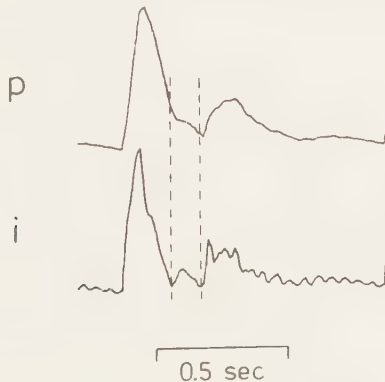


Abb.13: Im Modell berechneter Druck- und Strompuls der A.radialis. p und i in relativen Einheiten. Vgl. Abb.8.

Modellpulse: Absperrung Brachialis

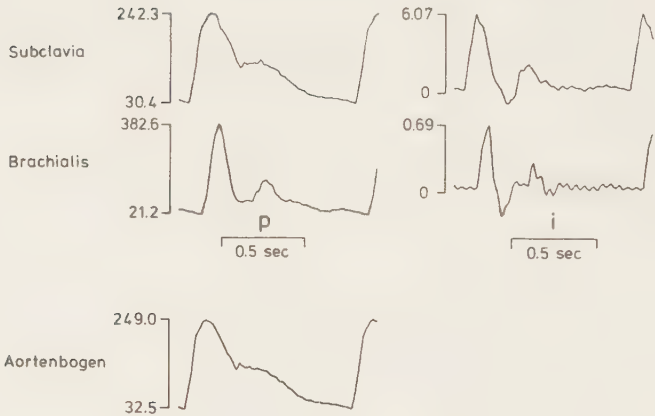


Abb.14: Modellpulse der Armarterie bei Absperrung ($k = +1.0$) distal der Aufzweigung in einer Laufzeitentfernung von 100 msec vom Ursprung aus der Aorta. p und i in relativen Einheiten. Unten links der generierende Druckpuls des Modellaortenbogens.

VI. 2. Modellpulse bei simulierter Absperrung

Für die Modellberechnungen im Zustand der Absperrung wurde die Armarterie und ihr Seitenast im Laufzeitabstand 100 msec vom Ursprung aus der Aorta mit einer positiven Totalreflexion ($k = +1.0$) versehen. Der Multiplikationsfaktor zur Simulation des verteilten seitlichen Abstroms betrug 0.97. Im übrigen blieb das Modell unverändert. Abb.14 zeigt die Pulsstrukturen bei Absperrung. Die Ähnlichkeit des Druckpulses der A.subclavia des Modells mit dem natürlichen Druckpuls ist gut (vgl. Abb.9). Dasselbe gilt für den Strompuls der A.subclavia. Im Brachialis-Druckpuls des Modells ist wie im natürlichen Puls bei Absperrung kein Zwischenschlag mehr sichtbar; der spätsystolische Abfall erfolgt ebenfalls auf ein niedrigeres Druckniveau, und der diastolische Gipfel ist betont. Allerdings fällt auch im berechneten Absperrungspuls das zu geringe spätsystolische und

frühdiaastolische Druckniveau auf. Der berechnete Strompuls zeigt gute Übereinstimmung mit dem natürlichen; besonders sei auf die Verschmälerung des systolischen Gipfels und der diastolischen Welle hingewiesen. In beiden Strompulsen ist praktisch keine Grundströmung (s.o.) vorhanden.

Modellpulse: Hyperämie nach Brachialissperre



Abb.15: Modellpulse der Armarterie bei simulierter reaktiver Hyperämie; p und i in relativen Einheiten. Unten links der generierende Druckpuls im Modellaortenbogen.

VI. 3. Modellpulse bei simulierter reaktiver Hyperämie.

Bei den Modellberechnungen zur Nachahmung des Zustands der reaktiven Hyperämie waren die Reflexionsorte und die Gesamtlaufzeit in der Armarterie dieselben wie im unbeeinflussten Zustand (vgl. Abb.11). Erniedrigt wurden der Reflexionsfaktor bei 105 msec und der Endreflexionsfaktor bei 130 msec ($k_3 = 0.15$, $k_4 = 0.2$),

und im Seitenast ($k_5 = 0.2$; $k_6 = 0.3$). Ferner stellte es sich zur Erzeugung von Hyperämiepulsen in der Armarterie als unbedingt notwendig heraus, den starken Reflexionsfaktor bei 60 msec auf $k_2 = 0.5$ zu reduzieren. Der Faktor zur Simulation seitlichen Abstroms wurde zu 0.99 angenommen. Die Wellenwiderstandsverhältnisse an der Abzweigung der A.radialis wurden belassen. Abb.15 zeigt die Modellpulse für den Zustand der simulierten reaktiven Hyperämie. Zum Vergleich dienen die natürlichen Hyperämiepulse in Abb.10.

Der Subclaviadruckpuls des Modells zeigt eine zufriedenstellende Ähnlichkeit mit dem registrierten Druckpuls. Die Betonung des raschen spätsystolischen Abfalls und die Abflachung der frühdiaistolischen Erhebung sind vorhanden. Der Subclavia-Strompuls des Modells stimmt in allen wesentlichen Formmerkmalen mit dem natürlichen Strompuls überein. Es sei darauf hingewiesen, daß auch im Modellstrompuls der rasche Abfall nach dem spätsystolischen Gipfel das Ausgangsniveau erreicht und von einer spätsystolischen Welle gefolgt ist, die allerdings eine relativ kleinere Amplitude hat als im natürlichen Puls.

Die Modelldruckpulse der Aa.brachialis,radialis und ulnaris zeigen bei simulierter reaktiver Hyperämie im Vergleich zu den entsprechenden natürlichen Druckpulsen einen zu steilen und tiefen spätsystolischen Abfall und dementsprechend eine zu starke frühdiaastolische Erhebung. Von allen Modelldruckpulsen weisen sie die am wenigsten befriedigende Übereinstimmung mit den natürlichen Pulsen auf.

Bei den für den Zustand der reaktiven Hyperämie berechneten Strompulsen ist das Bild wesentlich günstiger. So zeigt der berechnete Strompuls der A.brachialis ebenso wie der natürliche Strompuls eine verbreiterte systolische Welle mit verlangsamtem Abfall auf das Ausgangsniveau. Auch die systolischen Teile der berechneten Strompulse der Aa.radialis und ulnaris zeigen einen verlangsamten Abfall. Bei beiden Pulsen ist die diastolische Welle schwächer ausgeprägt, was mit den natürlichen Strompulsen übereinstimmt. Alle berechneten Hyperämie-Strompulse weisen im Vergleich zu den für den unbeeinflussten Zustand berechneten Modellpulsen eine erhöhte Grundströmung (s.o.) auf.

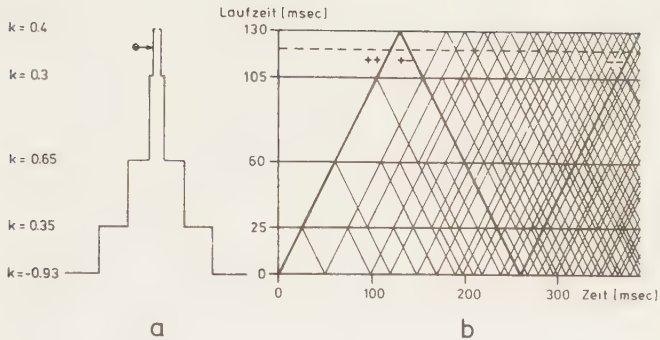


Abb.16: (a): Vereinfachtes Schema der Armarterie. Der Figurendurchmesser ist dem Wellenwiderstand umgekehrt proportional.
(b): Laufzeit-Zeit-Diagramm. Die zwischen den Enden des Systems hin- und herlaufende Welle ist durch verdickte Linien hervorgehoben. Von den angegebenen Vorzeichen bezieht sich jeweils das linke auf den Druck, das rechte auf die Strömung. Das Symbol (+) in (a) und die gestrichelte horizontale Linie in (b) geben den Konstruktionsort für Ulnarpulse an.

VII. Diskussion

Zur Verdeutlichung der Vielzahl von Überlagerungen recht- und rückläufiger Wellen in der Armarterie soll anhand eines vereinfachten Modells (Abb.16) folgende Betrachtung durchgeführt werden: Hierzu wird das Modell der Armarterie als vierteilig und unverzweigt angenommen, d.h. die A.radialis wird weggelassen. Im übrigen sind die Reflexionsorte und -faktoren sowie die Laufzeiten dieselben wie bei dem verzweigten Modell. Die vom Druckpuls in der Aorta (s.Abb.12) erzeugte Pulswelle wird an den Zwischenreflexionsstellen und am Ende positiv reflektiert. Am Eingang des Systems besteht wiederum eine praktisch totale negative Reflexion für rückläufige Wellen.

Wie Abb.16 zeigt, ergeben sich schon bei diesem vereinfachten Modell durch die multiplen Reflexionen so viele Einzelwellen, daß es im Gegensatz zu dem zweiteiligen Modell von Abb.3, für den Betrachter kaum möglich ist, sie getrennt zu verfolgen und sich ihre Superpositionen vorzustellen. Aus diesem Grund soll in den

nachfolgenden Betrachtungen zur besseren Übersichtlichkeit nur die zwischen dem Ursprung des Systems und der peripheren Endreflexion hin- und herlaufende Welle berücksichtigt werden. Der Ort der Betrachtung liegt bei 120 msec und ist identisch mit dem Berechnungsort für Ulnarispulse. Beim ersten Hinlauf entsteht an der positiven Endreflexion eine rückläufige Welle mit positivem Wellendruck und negativer Wellenstromstärke. Erreicht diese Welle im ersten Rücklauf den Ort praktisch totaler negativer Reflexion am Ursprung der Armarterie aus dem Aortenbogen, so entsteht eine rechtläufige Welle mit negativem Wellendruck und negativer Wellenstromstärke (zweiter Hinlauf). Durch die periphere Reflexion dieser Welle kommt eine wieder aortenwärts laufende Welle mit positivem Wellendruck und negativer Wellenstromstärke zustande (zweiter Rücklauf, in Abb.16(b) nicht mehr dargestellt). Wird diese Welle am Aortenbogen negativ reflektiert, so entsteht eine peripherwärts laufende Welle mit positivem Wellendruck und positiver Wellenstromstärke (dritter Hinlauf, nicht mehr dargestellt). Der erste Rücklauf erzeugt im Druckpuls eine Erhöhung (die etwa auf den systolischen Gipfel trifft), der zweite Hinlauf und der zweite Rücklauf bewirken eine Erniedrigung und der dritte Hinlauf eine Erhöhung. Im Strompuls erzeugen sowohl der erste Rücklauf wie auch der zweite Hinlauf eine Erniedrigung. Der zweite Rücklauf und der dritte Hinlauf bewirken eine Anhebung, wodurch sich die Ausbildung der systolischen und der diastolischen Welle wenigstens im Prinzip erklären lassen.

Es versteht sich, daß diese extrem vereinfachte Beschreibung zur Erklärung der Pulsformen bei weitem nicht ausreicht. Wie in allen bisher beschriebenen Pulsberechnungen, wird auch hier der Digitalrechner benötigt, der sämtliche Einzelwellen berücksichtigt.

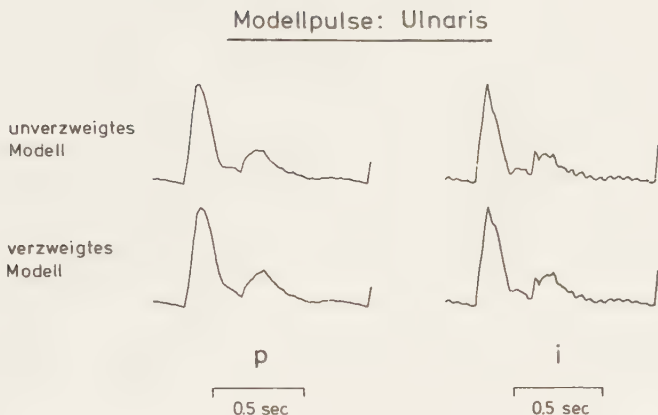


Abb.17: Ulnarispulse des unverzweigten und des verzweigten Modells der Armarterie. Erklärung im Text.

In Abb.17 sind die berechneten Ulnarispulse des unverzweigten und des verzweigten Modells einander gegenübergestellt. Wenn auch die Unterschiede auf den ersten Blick nicht sehr groß erscheinen, so lassen sich doch in den spätsystolischen Abschnitten Verschiedenheiten erkennen. Im Ulnarisdrukspuls des unverzweigten Modells ist der systolische Gipfel etwas schmaler und der Zwischenschlag fällt weniger steil ab als im Druckpuls des verzweigten Modells. Ähnliche Unterschiede findet man auch in den entsprechenden Strompulsen. Diese Formunterschiede dürften damit zu erklären sein, daß im Falle der Verzweigung negative Reflexionen rückläufiger Wellen an der Abzweigungsstelle stattfinden. Hinzu kommt noch, daß bei dem gewählten Wellenwiderstandsverhältnis an der Abzweigung die A.radialis eine deutliche Rückwirkung auf die Pulsformen der Armarterie hat (2).

Neben dem Bestehen eines Seitenastes der Armarterie ist als weitere Voraussetzung für die Erzeugung des Zwischenschlages eine starke positive Zwischenreflexion zu nennen, die zeitlich kurz vor der Laufzeitmitte liegt ($k_2 = 0.65$ in Abb.11). Daß diese Zwischenreflexion für die Lage und Form des Zwischenschlages mitverantwortlich ist, kann anhand von Abb.18 gezeigt werden.

Modellpulse: Radialis

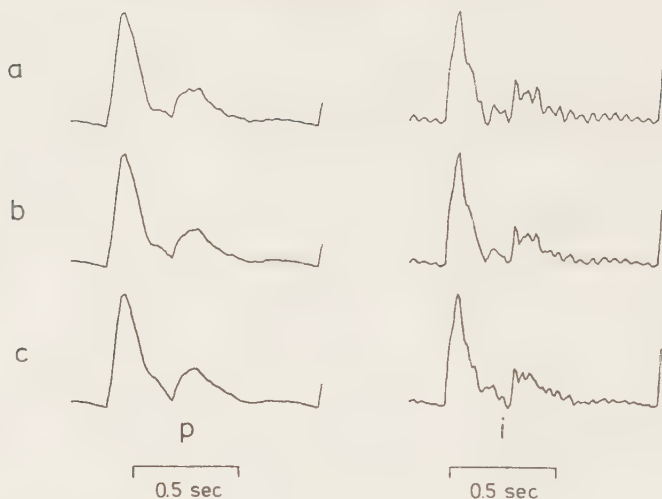


Abb.18: Radialispulse im verzweigten Modell der Armarterie. Die starke positive Zwischenreflexion ist im Fall (a) bei 65 msec, im Fall (b) bei 60 msec und im Fall (c) bei 55 msec Laufzeit angenommen. Die übrigen Modelldaten bleiben unverändert.

Im Fall (a) (Zwischenreflexion bei 65 msec) fällt der Druck nach Hauptmaximum auf ein sehr tiefes Niveau ab; es folgen die kleine Erhebung des Zwischenschlages, die Rückkehr auf das tiefe Niveau, und schließlich die fröhdiastolische Erhebung. Die Strömung fällt nach dem Hauptmaximum etwas unter das Ausgangsniveau ab. Dann schließt sich die kleine spätsystolische Welle an, die im Abfall wieder Ausgangsniveau erreicht. Schließlich folgt die diastolische Welle.

Die in Fall (b) (Zwischenreflexion bei 60 msec) dargestellten Radialispulse sind identisch mit den im Kapitel VI.1. beschriebenen Modellpulsen im unbeeinflussten Zustand. Nimmt man die starke Zwischenreflexion bei 55 msec an (Fall c), so tritt im Druckpuls ein Zwischenschlag auf, der auf höherem Niveau beginnt als in den Fällen (a) und (b) und steiler abfällt. Im Strompuls (Fall c) erreicht der Abfall nach dem Hauptmaximum nicht das

Ausgangsniveau, unterschreitet es aber am Ende der kleinen spät-systolischen Welle.

An diesen Beispielen wird deutlich, wie empfindlich das Modell bereits auf kleine Änderungen eines Parameters reagiert und wie vielfältig daher die Variationsmöglichkeiten sämtlicher Reflexionsstellen und -faktoren sein müssen.

Es könnte noch diskutiert werden, ob statt der hier angewandten exponentiellen, frequenzunabhängigen Amplitudenabnahme entlang der Armarterie eine frequenzabhängige Dämpfung (Bauer et al.(3)) eingeführt werden sollte. Da jedoch eine grundsätzliche Klärung der Pulsformen der Armarterie bereits mit frequenzunabhängiger Amplitudenabnahme möglich war und die Berücksichtigung einer frequenzabhängigen Dämpfung mit erheblichem Mehraufwand, vor allem mit einer etwa 20fachen Rechenzeit verbunden ist, wurde vorerst auf frequenzabhängige Dämpfung verzichtet.

VII. Zusammenfassung

Zur Klärung der Entstehung der charakteristischen Druck- und Strompulsformen in der Armarterie des Menschen wurden an gesunden Probanden transkutane Druck- und Strompulsregistrierungen der A.subclavia in der Fossa supraclavicularis, der A.brachialis in der Ellenbeuge und der A.radialis sowie der A.ulnaris am Handgelenk durchgeführt. Die Untersuchungen und Registrierungen erfolgten in Horizontallage und Körperruhe. Druck- und Strompulse wurden im unbeeinflussten Zustand, im Zustand der Absperrung am Unterarm (unmittelbar distal der Ellenbeuge) und im Zustand der reaktiven Hyperämie nach Öffnung der Unterarmsperre registriert.

Zur Analyse der Pulsformen wurden Pulsberechnungen an einem theoretischen mehrteiligen Modell des Arteriensystems mit Hilfe eines Digitalrechners durchgeführt. Dabei stellte ein Seitenast des Modells die Armarterie dar. Ferner verzweigte sich die Armarterie des Modells distal in 2 Äste, die die A.radialis und A.ulnaris repräsentierten. Als generierender Puls für das Armarteriensystem wurde der Druckpuls im Aortenbogen des Modells gewählt.

Die natürlichen Druck- und Strompulsformen lassen sich nur dann im Modell nachahmen, wenn die Armarterie des Modells eine Amplitudenabnahme der Pulswellen mit deren Fortschreiten aufweist.

Diese Amplitudenabnahme kann als Folge verteilten seitlichen Abstroms durch Nebenäste aufgefaßt werden.

Die Pulse im unbeeinflussten Zustand und während reaktiver Hyperämie lassen sich nachahmen, wenn positive Zwischenreflexionen in der A.axillaris, A.brachialis, A.radialis und A.ulnaris angenommen werden. Hiervon muß die Zwischenreflexion in der A.brachialis den größten Reflexionsfaktor aufweisen. Die A.radialis ist durch einen Ast darzustellen, der einen höheren Wellenwiderstand und einen größeren Endreflexionsfaktor besitzt als derjenige Ast, der die A.ulnaris repräsentiert. Die dabei an der Stelle der Verzweigung in die Aa.radialis und ulnaris auftretende negative Reflexion rückläufiger Wellen ist ebenfalls für die Pulsformen von Bedeutung.

Die im Zustand der Absperrung auftretenden natürlichen Pulsformen lassen sich nachahmen, wenn unmittelbar distal der Verzweigung des Modells der Armarterie in beiden Ästen eine positive Totalreflexion eingesetzt wird.

Eine Nachahmung der natürlichen Pulsformen im Zustand der reaktiven Hyperämie ist dadurch möglich, daß im Modell die positiven Zwischenreflexionen in der A.brachialis, A.radialis und A.ulnaris sowie die Endreflexionen der beiden letztgenannten Arterien abgeschwächt werden.

Grundsätzlich wurden alle wesentlichen Formmerkmale der natürlichen Druck- und Strompulse durch das Modell wiedergegeben. Dies gilt auch für den "Zwischenschlag" in den Pulsen der A.brachialis, A.radialis und A.ulnaris, für dessen Zustandekommen bisher keine Erklärung gefunden werden konnte. Es muß jedoch angemerkt werden, daß das spätsystolische und frühdiaastolische Niveau dieser Druckpulse im Modell deutlich tiefer lag als in den entsprechenden natürlichen Druckpulsen.

Literatur

1. Bauer, R.D., Th.Pasch: Verfahren zur Verbesserung der Registriertreue von transcutan nach dem Ultraschall-Doppler-Prinzip gewonnenen Blutströmungspulsen.
Klin.Wschr. 49, 1239-1240 (1971)
2. Bauer, R.D.: Theoretische und experimentelle Untersuchungen zum Problem des Seitenastes in einer hydrodynamischen Wellenleitung. Nat.wiss.Diss. (Erlangen 1972)
3. Bauer, R.D., Th.Pasch, E.Wetterer: Theoretical studies on the human arterial pressure and flow pulses by means of a non-uniform tube model. J.Biomech. 6, 289-298 (1973)
4. Bleichert, A., R.Lezgus und F.Martini: Über die Länge der stehenden Welle in der Armarterie des Menschen. Z.Biol. 105, 141-156 (1952)
5. Brech, R., and B.J.Bellhouse: Flow in branching vessels. Cardiovasc.Res. 7, 593-600 (1973)
6. Busse, R., E.Wetterer, R.D.Bauer, Th.Pasch, and Y.Summa: The genesis of the pulse contours of the distal leg arteries in man. Pflügers Arch. 360, 63-79 (1975)
7. Busse, R., R.D.Bauer, A.Schabert, Y.Summa, U.Zinecker und E.Wetterer: Die Prinzipien der Entstehung der Druck- und Stompulsformen in der A.carotis communis des Menschen. Basic Res.Cardiol. 72, 611-618 (1977)
8. Elsner, J.: Mathematische Modellstudien der Druck- und Flusspulse in menschlichen Arterien. Nat.wiss.Diss.(Zürich 1975)
9. Frank, O.: Sitzungsber.Ges.Morph.u.Physiol.München, Z.Biol. 88, 105 (1928)
10. Gault, J.H., J.Ross jr., D.T.Mason: Patterns of Brachial Arterial Blood Flow in Conscious Human Subjects with and without Cardiac Dysfunction. Circulation, 34, 833-848 (1966)

11. Kenner, Th., und R.Ronniger: Untersuchung über die Entstehung der normalen Pulsformen. Arch.f.Kreislauf-forschung, 32, 141-173 (1960)
12. Knox, C.K., jr.: An experimental investigation of the steady flow of a viscous fluid in circular, branched tubes. M.S.Thesis, University of Minnesota (1962)
13. Ling, S.C., H.B.Atabek, and J.J.Carmody: Pulsatile flow in arteries. In: M.Hetentyi and W.G.Vincenti (Eds.): Applied mechanics. Proc. 12th Int.Cong.Appl.Mech., pp. 277-291, Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-New York (1969)
14. Martin, J.D.: Theoretical and experimental analysis of wave reflections in branched flexible conduits. Ph.D.Thesis, University of Illinois (1966)
15. McDonald, D.A.: Blood flow in arteries. E.Arnold Publ., London (1960/74)
16. Meisner, J.E., and J.W.Remington: Pulse contour changes in carotid and foreleg arterial systems. Amer.J.Physiol., 202, 527-535 (1962)
17. Noordergraaf, A.: Development of an analog computer for the human arterial system. In: Circulatory analog computers, ed.by A. Noordergraaf, G.N.Jager, N.Westerhof, pp. 29-42. North Holland Publishing Company, Amsterdam (1963)
18. Noordergraaf, A.: Hemodynamics. In: H.P.Schwan (Ed.), Biological Engineering, pp. 391-545. McGraw-Hill Book Company New York usw. (1969)
19. O'Rourke, M.F.: Influence of ventricular ejection of the relationship between central aortic and brachial pressure pulse in man. Cardiovasc.Res.4, 291-300 (1970)

20. Pasch, Th.: Die Bestimmung des Eingangswiderstandes arterieller Teilgebiete aus transkutan registrierten Druck- und Strompulsen. Med.Habil., Erlangen (1974)
21. Remington, J.W.: Volume quantitation of the aortic pressure pulse. Fed.Proc. 11, 750-761 (1952)
22. Schaaf, B.W., P.H.Abberecht: Digital computer simulation of human systemic arterial pulse wave transmission: a non-linear model. J.Biomech. 5, 345-364 (1972)
23. Snyder, M.F., V.C.Rideout, and R.J.Hillestad: Computer modeling of the human arterial tree. J.Biomech. 1, 341-353 (1968)
24. Spencer, M.P., H.Okino, A.B.Denison, and R.L.Berry: Pressure-Flow-Relationship in the Human Brachial Artery. In: Digest of the 1961 Int'l Conf. on Med.Elektronics, p. 144 (1961) Stockholm
25. Westerhof, N., F.Bosman, C.J. de Vries, A.Noordergraaf: Analog studies of the human systemic arterial tree. J.Biomech. 2, 121-143 (1969)
26. Wetterer, E., und Th.Kenner: Grundlagen der Dynamik des Arterienpulses. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York (1968)
27. Wezler, K., A.Böger: Die Dynamik des arteriellen Systems. Ergebn.Physiol. 41, 291-606 (1939)
28. Zeller, H., N.Talukder, and J.Lorenz: Model studies of pulsating flow in arterial branches and wave propagation in blood vessels. In: Fluid Dynamics of Blood Circulation and Respiratory Flow. Specialist meeting, Naples 1970. Agard Conf. Proc.No 65, 15-1 to 15-8. Agard, Neuilly-sur-Seine.

```

0001 FIN4,L
0002     PROGRAM ARM3
0003 C =====
0004 C
0005 C DIESES PROGRAMM DIENST ZUR BERECHNUNG VON DRUCK- ODER
0006 C STROMPULSEN IN EINEM THEORETISCHEN SCHLAUCHMODELL MIT
0007 C DREI SEITENAESTEN.
0008 C
0009 C ERKLAERUNG DER FELDER:
0010 C   U           =   PRIMAERPULS
0011 C   A,B,C,D     =   PRIMAERPULSMULTIPLIKATOREN IM HAUPTSTAMM
0012 C                 UND IM 1. ,2. UND 3. SEITENAST
0013 C   R0,R1,R2,R3 =   REFLEXIONSFAKTOREN IM HAUPTSTAMM UND IM
0014 C                 1. ,2. UND 3. SEITENAST
0015 C   P           =   DRUCK- ODER STROMPULS
0016 C
0017 C ERKLAERUNG DER VARIABLEN:
0018 C   IGES        =   GESAMTLAENGE DER BERECHNUNG DES STATIONAEREN
0019 C                 PULSES
0020 C   ILA         =   PULSLAENGE IM STATIONAEREN ZUSTAND
0021 C   IUR         =   LAENGE DES PRIMAERPULSES
0022 C   I0,I1,I2,I3 =   LAENGE VON HAUPTSTAMM UND 1.,2.,3. SEITENAST
0023 C   Z1,Z2,Z3    =   WELLENWIDERSTAEHNDE AN DER 1. ABZWEIGUNG
0024 C   Y1,Y2,Y3    =   " " " 2. "
0025 C   X1,X2,X3    =   " " " 3. "
0026 C   KONS0       =   KONSTRUKTIONSORT FUER EINEN PULS
0027 C   KAA,KAB,KAC =   ABZWEIGUNGSSORTE DER SEITENAESTE
0028 C   DAMP        =   FAKTOR ZUR SIMULIERUNG SEITLICHEN ABSTROMS
0029 C
0030 C
0031 C =====
0032 C   DIMENSION P(1001),IK(300),U(90),R0(80),P1(30),R2(20),
0033 C   & R3(20),A(4,50),B(4,30),C(4,20),D(4,20),IBU(1000),PP(251),
0034 C   & IA(3),IA1(3)
0035 C   DATA P,A,B,C,D,R0,R1,R2,R3,PP,U/1972*0.0/,IK,IBU,IA,IA1
0036 C   &/1306*0/
0037 C
0038 C   EINGABE DER PARAMETER DES PRIMAERPULSES
0039 C
0040 C   WRITE(1,1000)
0041 1000  FORMAT("GESAMTLAENGE, LAENGE DES EINZELPULSES : ")
0042 C   READ(1,*)IGES,ILA
0043 C   WRITE(1,1020)
0044 1020  FORMAT("URPULS - WOHER (ASCII-FILE) : ")
0045 C   READ(1,1025) IA
0046 1025  FORMAT(3A2)
0047 C   WRITE(1,1030)
0048 1030  FORMAT("SEKTOR-NR., LAENGE : ")
0049 C   READ(1,*)ISEC,IUR
0050 C
0051 C   EINLESEN DES PRIMAERPULSES VON EINEM PLATTENFILE
0052 C
0053 230  ILU=-6*IUR
0054 C   CALL EXEC(14*(1+U),ILU,IA,ISEC)
0055 C   CALL CODE
0056 C   READ(1,1035)(U(I),H(I),IUR)
0057 1035  FORMAT(F6.4)
0058 C
0059 C   EINGABE DER MODELLEDATEN
0060 C

```

```

0001      WRITE(1,2000)
0002      FORMAT("1.SEITENAST",2.SEITENAST,3.SEITENAST,"AM 1.:_",
0003      & AD(1,*)KAA,KAB,KAC
0004      WRITE(1,2005)
0005      FORMAT("K.-ORT; HAUPT=0, 1.SEITENAST=1, 2.SA=2, 3.SA=3
0006      & ",")
0007      READ(1,*)KONDO,ISEIT
0008      WRITE(1,1050)
0009      FORMAT("HAUPTSTAMM - REFL.ORT; REFL.FAK.; 1=NOCH : _")
0010      READ(1,*) IC,RA,IL
0011      R(1C)=RA
0012      IF(IL.EQ.1) GOTO 1055
0013      IO=IC
0014      WRITE(1,1060)
0015      FORMAT("1.SEITENAST - REFL.ORT; REFL.FAK.; 1=NOCH : _")
0016      READ(1,*) IC,RA,IL
0017      R(1C)=RA
0018      IF(IL.EQ.1) GOTO 1065
0019      II=IC
0020      WRITE(1,1080)
0021      FORMAT("2.SEITENAST - REFL.ORT; REFL.FAK.; 1=NOCH : _")
0022      READ(1,*) IC,RA,IL
0023      R(1C)=RA
0024      IF(IL.EQ.1) GOTO 1085
0025      IJ=IC
0026      WRITE(1,1090)
0027      FORMAT("3. SEITENAST-REFL.ORT; REFL.FAK.; 1=NOCH : _")
0028      READ(1,*) IC,RA,IL
0029      R(1C)=RA
0030      IF(IL.EQ.1) GO TO 3800
0031      IJ=IC
0032      WRITE(1,1070)
0033      FORMAT("WELLENWIDERST. AN DER 1.ABZWEIGUNG : Z1, Z3, Z4
0034      & : _")
0035      READ(1,*) Z1,Z3,Z4
0036      WRITE(1,1071)
0037      FORMAT("WELLENWIDERST. AN DER 2.ABZWEIGUNG: Y1, Y3, Y4
0038      & : _")
0039      READ(1,*) Y1,Y3,Y4
0040      WRITE(1,1092)
0041      FORMAT("WELLENWIDERST. AN DER 3.ABZWEIGUNG : X1, X3, X4
0042      & : _")
0043      READ(1,*) X1,X3,X4
0044      WRITE(1,5405)
0045      READ(1,*)DAMP
0046      5405  FORMAT(" DAEMPFGUMULTIPLIKATOR IM 1. SEITENAST:_" )
0047      C
0048      C  AJK DIEN T ZUR UNTERSCHIEDUNG ZWISCHEN DRUCK- UND STROMPULSEN
0049      C
0050      AJK=PO(I0+ABS(R0+10))
0051      C
0052      C  BERECHNUNG DER REFLEXIONSAKTOREN AN DEN ABZWEIGUNGEN
0053      C
0054      ZGES=Z4+Z3+Z1+Z2
0055      ZGEL=Z1+Z3+Z1+Z2
0056      ZGER=Z1+Z4+Z1+Z4
0057      YGES=Y4*Y3+Y4+Y1
0058      YGEL=Y1+Y3+Y1+Y3
0059      YGER=Y1*Y4+Y1+Y4
0060      XGES=X4*X3+X4+X3

```

```

0121      XGEL=X1*X3/(X1+X3)
0122      XGER=X1*X4/(X1+X4)
0123      R0(KAB)=(1.-Z1/Z3-Z1/Z4)/(1.+Z1/Z3+Z1/Z4)*H1
0124      R1(2)=(1.-Z4/Z3-Z4/Z1)/(1.+Z4/Z3+Z4/Z1)*H1*(1.-H1)
0125      R21=(1.-H1)/(1.-Z3/Z4-Z3/Z1)/(1.+Z3/Z4+Z3/Z1)*H1
0126      R0(KAB)=(1.-Y1/Y3-Y1/Y4)/(1.+Y1/Y3+Y1/Y4)*H1
0127      R2(2)=(1.-Y4/Y3-Y4/Y1)/(1.+Y4/Y3+Y4/Y1)*H1*(1.-H1)
0128      P22=(1.-H1)/(1.-Y3/Y1-Y3/Y4)/(1.+Y3/Y1+Y3/Y4)*H1
0129      R1(KAC)=(1.-X1/X3-X1/X4)/(1.+X1/X3+X1/X4)*R0
0130      P3(2)=(1.-X4/X3-X4/X1)/(1.+X4/X3+X4/X1)*H1*(1.-H1)
0131      P23=(1.-H1)/(1.-X3/Z1-X3/Z4)/(1.+X3/Z1+X3/Z4)*H1
0132      IJK=IFIN(AJK+1,0)
0133      A(2,2)=1.0
0134      DO 2050 I=3,10
0135      IF(IJK,EQ.2) GOTO 1998
0136      IF(I,HE,KAB) GOTO 1999
0137      A(2,KAB)=(ZGES/Z3)*A(2,KAB-1)/(1.+R0(KAB))
0138      GOTO 2050
0139 1999 IF(I,HE,KAB) GOTO 1998
0140      A(2,KAB)=(YGES/Y3)*A(2,KAB-1)/(1.+R0(KAB))
0141      GOTO 2050
0142 1998 A(2,I)=A(2,I-1)/(1.+R0(I))
0143 2050 CONTINUE
0144      IF(IJK,EQ.2) GOTO 3097
0145      B(2,2)=(ZGES/Z4)*A(2,KAB-1)/(1.+R0(KAB))
0146      GOTO 3098
0147 3097 B(2,2)=A(2,KAB-1)/(1.+R0(KAB))
0148 3098 B(2,2)=B(2,2)*DAMP
0149      DO 2801 I=3,11
0150      IF(IJK,EQ.2) GO TO 2801
0151      IF(I,HE,KAC) GO TO 2801
0152      A(2,KAC)=(XGES/X3)*B(2,KAC-1)/(1.+R1(KAC))*DAMP
0153      GO TO 2801
0154 2801 B(2,I)=B(2,I-1)/(1.+R1(I))*DAMP
0155 2801 CONTINUE
0156      IF(IJK,EQ.2) GOTO 3100
0157      C(2,2)=(YGES/Y4)*A(2,KAB-1)/(1.+R0(KAB))
0158      GOTO 3105
0159 3100 C(2,2)=A(2,KAB-1)/(1.+R0(KAB))
0160 3105 DO 3110 I=3,12
0161      C(2,I)=C(2,I-1)/(1.+R2(I))
0162      IF(IJK,EQ.2) GO TO 3906
0163      A(2,2)=(ZGES/Z4)*B(2,KAB-1)/(1.+R1(KAB))
0164      GO TO 3907
0165 3906 C(2,2)=B(2,KAB-1)/(1.+R1(KAC))
0166 3907 C(2,2)=C(2,2)*DAMP
0167      DO 3908 I=3,13
0168      C(2,I)=C(2,I-1)/(1.+R3(I))*DAMP
0169      IF(I,JE)T,EQ.1) GOTO 3802
0170      IF(I,FI)T,EQ.2) GOTO 3115
0171      IF(I,FI)T,EQ.3) GO TO 3909
0172      DO 2803 I=1,10P
0173      C(I)=C(I-1)*C(2,10HSD)
0174      GO TO 2804
0175 2803 DO 2905 I=1,10P
0176 2905 C(I)=C(I-1)*C(2,10HSD)
0177      GO TO 2908
0178 2904 DO 3001 I=1,10P
0179 3001 C(I)=C(I-1)*C(2,10HSD)
0180      GO TO 3004

```

```

0181 3909 DO 3988 I=1,IUR
0182 3988 P(I)=U(I)*D(2,KONS0)
0183 2004 DO 3000 JK=2,IGES
0184      DO 3001 I=2,I0
0185          IF(I.EQ.KAA-1) GOTO 3002
0186          IF(I.EQ.KAA) GOTO 3001
0187          IF(I.EQ.KAB-1) GOTO 3250
0188          IF(I.EQ.KAB) GOTO 3001
0189 C
0190 C   BERECHNUNG DER PRIMAERPULSMULTIPLIKATOREN IM HAUPTSTAMM
0191 C
0192 3059 A(3,I)=A(1,I+1)*(1.-R0(I+1))+A(2,I)*R0(I+1)
0193 3057 A(4,I)=A(4,I-1)*(1.+R0(I))+A(3,I)*(-R0(I))
0194      A(1,I)=A(3,I)
0195      A(2,I)=A(4,I)
0196      IF(ISEIT.EQ.0) 3050,3001
0197 3050 IF(I.NE.KONS0) GOTO 3001
0198 3055 A(4,I)=A(4,I)+A(3,I)
0199 C
0200 C   PULS IM HAUPTSTAMM
0201 C
0202      DO 3051 J=1,IUR
0203          L=J+JK-1
0204          IF(L.GT.IGES) GOTO 3052
0205 3051 P(L)=P(L)+U(J)*A(4,I)
0206 3052 A(4,I)=A(4,I)-A(3,I)
0207 3001 CONTINUE
0208 C
0209 C   BERECHNUNG DER PRIMAERPULSMULTIPLIKATOREN IM 1. SEITENAST
0210 C
0211      DO 3004 JJ=3,I1
0212          IF(JJ.EQ.KAC-1) GO TO 3992
0213          IF(JJ.EQ.KAC) GO TO 3004
0214 3009 B(3,JJ)=B(1,JJ+1)*(1.-R1(JJ+1))+B(2,JJ)+R1(JJ+1)
0215 3007 B(4,JJ)=B(4,JJ-1)*(1.+R1(JJ))+B(3,JJ)*(-R1(JJ))
0216      B(3,JJ)=B(3,JJ)*DAMP
0217      B(4,JJ)=B(4,JJ)*DAMP
0218      B(1,JJ)=B(3,JJ)
0219      B(2,JJ)=B(4,JJ)
0220      IF(ISEIT.EQ.1) 3013,3004
0221 3013 IF(JJ.NE.KONS0) 3004,3014
0222 3014 A(4,KONS0)=B(4,KONS0)+B(3,KONS0)
0223 C
0224 C   PULS IM 1. SEITENAST
0225 C
0226      DO 3030 J=1,IUR
0227          L=J+JK-1
0228          IF(L.GT.IGES) GOTO 3004
0229 3030 P(L)=P(L)+U(J)*B(4,KONS0)
0230 3040 B(4,KONS0)=B(4,KONS0)-B(3,KONS0)
0231      IF(KONS0.EQ.2) GOTO 3001
0232 3004 CONTINUE
0233 C
0234 C   BERECHNUNG DER PRIMAERPULSMULTIPLIKATOREN IM 2. SEITENAST
0235 C
0236      DO 3005 KK=3,I2
0237 3009 A(3,KK)=A(1,KK+1)*(1.-R2(KK+1))+A(2,KK)*R2(KK+1)
0238 3007 A(4,KK)=A(4,KK-1)*(1.+R2(KK))+A(3,KK)*(-R2(KK))
0239      A(1,KK)=A(3,KK)
0240      A(2,KK)=A(4,KK)

```

```

0241      IF(ISEIT.EQ.2) 3221,3005
0242 3221 IF(KK.NE.KONS0) 3005,3222
0243 3222 C(4,KONS0)=C(4,KONS0)+C(3,KONS0)
0244 C
0245 C      PULS IM 2. SEITENAST
0246 C
0247 DO 3225 J=1,IUR
0248 L=J+JK-1
0249 IF(L.GT.IGES) GOTO 3230
0250 3225 P(L)=P(L)+U(J)*C(4,KONS0)
0251 3230 C(4,KONS0)=C(4,KONS0)-C(3,KONS0)
0252 IF(KONS0.EQ.2) GOTO 3001
0253 3005 CONTINUE
0254 C
0255 C      BERECHNUNG DER PRIMAERPULSMULTIPLIKATOREN IM 3. SEITENAST
0256 C
0257 DO 3920 LL=3,I3
0258 3920 D(3,LL)=D(1,LL+1)*(1.-R3(LL+1))+D(2,LL)*P(3,LL+1)
0259 3927 D(4,LL)=D(4,LL-1)*(1.+R3(LL))+D(3,LL)*(1.-P3(LL))
0260 D(3,LL)=D(3,LL)+DAMP
0261 D(4,LL)=D(4,LL)+DAMP
0262 D(1,LL)=D(3,LL)
0263 D(2,LL)=D(4,LL)
0264 IF(ISEIT.EQ.3)3921,3920
0265 3921 IF(LL.NE.KONS0)3920,3925
0266 3925 D(4,KONS0)=D(4,KONS0)+D(3,KONS0)
0267 C
0268 C      PULS IM 3. SEITENAST
0269 C
0270 DO 3922 J=1,IUR
0271 L=J+JK-1
0272 IF(L.GT.IGES)GO TO 3927
0273 3922 P(L)=P(L)+U(J)*D(4,KONS0)
0274 3927 D(4,KONS0)=D(4,KONS0)-D(3,KONS0)
0275 IF(KONS0.EQ.2)GO TO 3004
0276 3920 CONTINUE
0277 3000 CONTINUE
0278 GOTO 4001
0279 C
0280 C      PRIMAERPULSMULTIPLIKATOREN AN DER 1. ABZWEIGUNG
0281 C
0282 3002 IF(I.H.EQ.2) GOTO 3090
0283 H(3,FAA-1)=(ZGEL/21)+(A(1,FAA)+(1.-R21)+H(2,FAA-1)+P(3,FAA-1)
0284 & +(ZGEL/21)+B(1,2)+(1.-R1(2))
0285 GOTO 3091
0286 3030 H(3,FAA-1)=H(1,FAA)+(1.-R21)+H(2,FAA-1)+P(3,FAA-1)
0287 & +(1.-R1(2))
0288 3051 H(4,FAA-1)=H(4,FAA-2)+(1.-R2)+H(3,FAA-1)+P(3,FAA-1)
0289 & -R0(FAA-1)
0290 H(1,FAA-1)=H(3,FAA-1)
0291 H(2,FAA-1)=H(4,FAA-1)
0292 H(3,FAA-1)=B(1,3)+(1.-R1(3))+H(2,FAA-2)+P(3,FAA-2)
0293 H(3,FAA)=H(3,FAA-1)+(1.-FAA*H(4,FAA-1)+H(3,FAA-1))
0294 IF(I.H.EQ.2) GOTO 3092
0295 H(4,FAA)=ZGEL/21+H(4,FAA-1)+(1.-R2)+H(3,FAA-1)+P(3,FAA-1)
0296 & +(ZGEL/21)+B(1,3)+H(2,FAA-2)+P(2,FAA-1)
0297 GOTO 3093
0298 3092 H(4,FAA)=H(4,FAA-1)+(1.-R2)+H(3,FAA-1)+P(3,FAA-1)
0299 & +(1.-R1)
0300 3093 H(3,FAA)=B(1,2)+P(3,FAA)

```

```

0001      B(4,2)=B(4,2)*DAMP
0002      B(1,2)=B(3,2)
0003      B(2,2)=B(4,2)
0004      IF(IJK.EQ.2) GOTO 3095
0005      A(4,KAA)=(ZGES/Z3)*A(4,KAA-1)*(1.+P0/KAA)+A(3,KAA)*(1.-
0006      *-ZGES/Z3)*B(3,2)*(1.-R1(2))+(-1.0)
0007      GOTO 3096
0008 3095      A(4,KAA)=A(4,KAA-1)*(1.+P0/KAA)+A(3,KAA)*(1.-R1(2))+
0009      *-1.-R1(2)
0010 3096      A(1,KAA)=A(3,KAA)
0011      A(2,KAA)=A(4,KAA)
0012      IF(ISEIT.EQ.1) GO TO 3012
0013      GO TO 3070
0014 3012      IF(KONSO.EQ.2) GO TO 3014
0015      GO TO 3001
0016 3070      IF(ISEIT.EQ.0) GO TO 3170
0017      GO TO 3001
0018 3170      IF(KAA-1.EQ.KONSO) GO TO 3050
0019      GO TO 3072
0020 3072      IF(KAA.EQ.KONSO) GO TO 3055
0021      GO TO 3001
0022      C
0023      C
0024      C
0025 3250      IF(IJK.EQ.2) GOTO 4090
0026      A(3,KAB-1)=(YGEL/Y1)*A(1,KAB)*(1.-R2(2)+A(3,KAB-1)*R2(2)+
0027      *-YGEL/Y1)*C(1,2)+(1.-R2(2))
0028      GOTO 4091
0029 4090      A(3,KAB-1)=A(1,KAB)*(1.-R2(2)+A(3,KAB-1)*R2(2)+
0030      *-1.-R2(2))
0031 4091      A(4,KAB-1)=A(4,KAB-2)*(1.+P0/KAB-1)+A(3,KAB-1)*
0032      *-R0(KAB-1)
0033      A(1,KAB-1)=A(3,KAB-1)
0034      A(2,KAB-1)=A(4,KAB-1)
0035      A(3,2)=C(1,3)*(1.-R2(3))+A(2,2)*K2(3)
0036      A(3,KAB)=A(1,KAB+1)*(1.-R0(KAB+1))+A(2,KAB)+A(3,KAB)
0037      IF(IJK.EQ.2) GOTO 4092
0038      A(4,2)=(YGEL/Y4)*A(4,KAB-1)*(1.+R0(KAB)+R2(3))+A(3,2)*
0039      *-YGEL/Y4)+A(3,KAB)*(1.-R2(2))+(-1.0)
0040      GOTO 4093
0041 4092      A(4,2)=A(4,KAB-1)*(1.+R0(KAB)+R2(3))+A(3,2)*
0042      *-1.-R2(2)
0043 4093      A(1,2)=C(1,3)
0044      A(2,2)=C(4,2)
0045      A(1,3)=EQ.2) GOTO 4094
0046      A(4,KAB)=(YGEL/Y3)*A(4,KAB-1)*C(1,2)+A(3,KAB-1)*R2(2)+
0047      *-R2(2)+YGEL/Y3)+C(3,2)*(1.-R2(2))+(-1.0)
0048      GOTO 4096
0049 4094      A(4,KAB-1)=A(4,KAB-1)*(1.+R0(KAB)+R2(3))+A(3,KAB-1)*
0050      *-1.-R2(2)
0051 4096      A(1,KAB)=A(3,KAB)
0052      A(2,KAB)=A(4,KAB)
0053      IF(ISEIT.EQ.2) GO TO 4012
0054      GO TO 4020
0055 4012      IF(IJK.EQ.1) GO TO 3012
0056      GO TO 3001
0057 4020      IF(ISEIT.EQ.0) GO TO 4170
0058      A(1,KAB)=A(3,KAB)
0059 4170      IF(KAB-1.EQ.KONSO) GO TO 4090
0060      GO TO 4072

```

```

0361 4072 IF(KAB.EQ.KONS0) GO TO 3055
0362 GO TO 3001
0363 C
0364 C PRIMAERPULSMULTIPLIKATOREN AN DER 3. ABZWEIGUNG
0365 C
0366 3992 IF(IJK.EQ.2)GO TO 3911
0367 B(3,KAC-1)=(XGER/X1)*B(1,KAC)*(1.-R3)+B(2,KAC-1)*(1.-R3)+
0368 &+(XGEL/X1)*D(1,2)*(1.-R3(2))
0369 GO TO 3912
0370 3911 B(3,KAC-1)=B(1,KAC)*(1.-R3)+B(2,KAC-1)*P1(KAC)+D(1,2)*
0371 &(1.-R3(2))
0372 3912 B(4,KAC-1)=B(4,KAC-2)*(1.+R1(KAC-1))+B(3,KAC-1)*
0373 &(-R1(KAC-1))
0374 B(3,KAC-1)=B(3,KAC-1)*DAMP
0375 B(4,KAC-1)=B(4,KAC-1)*DAMP
0376 B(1,KAC-1)=B(3,KAC-1)
0377 B(2,KAC-1)=B(4,KAC-1)
0378 D(3,2)=D(1,3)*(1.-R3(3))+D(2,2)*R3(3)
0379 B(3,KAC)=B(1,KAC+1)*(1.-R1(KAC+1))+B(2,KAC)*R1(KAC+1)
0380 IF(IJK.EQ.2)GO TO 3913
0381 D(4,2)=(XGES/X4)*B(4,KAC-1)*(1.+R1(KAC))+D(3,2)*(-R3(2))
0382 &+(XGER/X4)*B(3,KAC)*(1.-R3)*(-1.0)
0383 GO TO 3914
0384 3913 D(4,2)=B(4,KAC-1)*(1.+R1(KAC))+D(3,2)*(-R3(2))+B(3,KAC)*
0385 &(1.-R3)
0386 3914 D(4,2)=D(4,2)*DAMP
0387 D(3,2)=D(3,2)*DAMP
0388 D(1,2)=D(3,2)
0389 D(2,2)=D(4,2)
0390 IF(IJK.EQ.2)GO TO 3915
0391 B(4,KAC)=(XGES/X3)*B(4,KAC-1)*(1.+R1(KAC))+B(3,KAC)*(-R3)
0392 &+(XGEL/X3)*D(3,2)*(1.-R3(2))*(-1.0)
0393 GO TO 3916
0394 3915 B(4,KAC)=B(4,KAC-1)*(1.+R1(KAC))+B(3,KAC)*(-R3)+D(3,2)*
0395 &(1.-R3(2))
0396 3916 B(3,KAC)=B(3,KAC)*DAMP
0397 B(4,KAC)=B(4,KAC)*DAMP
0398 B(1,KAC)=B(3,KAC)
0399 B(2,KAC)=B(4,KAC)
0400 IF(ISEIT.EQ.3) GO TO 3917
0401 GO TO 3918
0402 3917 IF(KONS0.EQ.2) GO TO 3925
0403 GO TO 3004
0404 3918 IF(ISEIT.EQ.1) GO TO 3948
0405 GO TO 3004
0406 3948 IF(PAC-1.EQ.KONS0) GO TO 3013
0407 GO TO 3919
0408 3919 IF(KAC.EQ.KONS0) GO TO 3014
0409 GO TO 3004
0410 L
0411 C BERECHNUNG DES PULSES IM STATIONAEREN ZUSTAND
0412 C
0413 4001 CONTINUE
0414 IM=IGES/ILA+1
0415 N=ILA-1
0416 DO 1001 M=1,IM
0417 IJ=IGES-M*N
0418 DO 1001 I=1,IJ
0419 P(L+M+I)=P(L+M+I)+P(L)
0420 I=L+I+1

```

```

0421      IF(JJ.EQ.IGES) GOTO 1003
0422 1001 CONTINUE
0423 1003 KA=IGES-ILA
0424      KB=IGES
0425      PMAX=P(KA)
0426      PMIN=P(KA)
0427      DO 4000 LL=KA+1,KB
0428          IF(P(LL).GT.PMAX) PMAX=P(LL)
0429 4000      IF(P(LL).LT.PMIN) PMIN=P(LL)
0430      WRITE(1,4221) PMAX,PMIN
0431 4221      FORMAT("PMAX= ",F6.4,2X,"PMIN= ",F6.4)
0432      DPM=PMAX-PMIN
0433      C
0434      C DISPLAY- DARSTELLUNG DES STATIONAEREN PULSES
0435      C
0436      DO 9876 IE=1,250
0437          IG=KA-151+IE
0438 9876      PP(IE)=(P(IG)-PMIN)*120/DPM
0439      CALL SCOPE(1BU,1000)
0440      CALL UNIT(8)
0441      CALL BOUND(1F01)
0442      DO 2010 KKI=1,251
0443          IX=KKI
0444          IY=(PP(KKI)+0.5)+50
0445 2010      CALL POINT(IX,IY)
0446      CALL BOUND(1F02)
0447      WRITE(1,2011)
0448 2011      FORMAT("GUT=1 : _")
0449      READ(1,*) IS
0450      IF(IS.NE.1)GO TO 2802
0451      C
0452      C ABSPEICHERN DES STATIONAEREN PULSES AUF EIN PLATTENFILE
0453      C
0454      WRITE(1,3031)
0455 3031      FORMAT("ABSPEICHERN EINES STATIONAEREN PULSES - 1 :
0456          READ(1,*) NN
0457          IF(NN.EQ.1) GOTO 3032
0458          WRITE(1,3010)
0459 3010      FORMAT("ABSPEICHERN DER PULSKURVE VON N1 BIS N2 : _")
0460      READ(1,*) KA,KB
0461      IL=-6+(KB-KA)
0462      GOTO 3257
0463 3257      IL=-6+ILA
0464 3257      WRITE(1,1004)
0465 1004      FORMAT("PULS - WOHIIN (ASCII-FILE) : _")
0466      READ(1,1005)IA1
0467 1005      FORMAT(30Z)
0468      WRITE(1,1006)
0469 1006      FORMAT("GEFUEHR NR. : _")
0470      READ(1,*) IA2
0471      IA=IA1+IA2
0472      DO 1099 I=1,IA
0473          II=I
0474 1099      P(II)=P(KKI)
0475      CALL UNIT(8)
0476      WRITE(1BU,1099)P(II),N=1,KC)
0477 1097      FORMAT(F6.4)
0478      CALL EXEC (1097,1099,1099,1099,1099)
0479      CONTINUE
0480      CALL PURGE (1097,1099)

```

PAGE 0009 ARMS

(PTM4) (RELEASE 241778) JULY 1977

0481 CALL DIOFF
0482 END

** NO ERRORS*

Ich möchte Herrn Priv.-Doz.Dr.R.D.Bauer für seine unermüdliche Hilfsbereitschaft und seine Geduld bei der Bewältigung der auftretenden Probleme und der Korrektur des Manuskripts danken.

Mein Dank gilt auch Herrn Prof.Dr.E.Wetterer und Herrn Priv.-Doz.Dr.R.Busse für die Durchsicht des Manuskripts und viele Anregungen.

Besonders danke ich Herrn Dr.A.Schabert für viele wertvolle Diskussionen.

Mein Dank gilt auch Herrn K.Ostermeier und Herrn G.Siebenhaar für die Herstellung der mechanischen Teile der Versuchsanordnung.

Diese Arbeit wurde am Institut für Physiologie und Kardiologie der Universität Erlangen-Nürnberg angefertigt.

Lebenslauf

- 30.8.1953 geboren in Nürnberg als Sohn des Gymnasialprofessors Dr. Rudolf Zinecker und seiner Ehefrau Hildegard Zinecker, geb. Brodewolf.
- 1959 - 1963 Besuch der Volksschule in Nürnberg
- 1963 - 1972 Besuch des humanistischen-neusprachlichen Gymnasiums in Nürnberg
- 1972 Reifeprüfung in Nürnberg
- 1972 - 1973 Studium der Theologie und der Medizin in Würzburg
- 1973 - 1979 Studium der Medizin an der Friedrich-Alexander-Universität in Erlangen
- 1975 Beginn der Arbeiten zur vorliegenden Dissertation
- 1979 Staatsexamen der Medizin

